

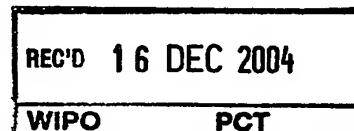
日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE 22.10.2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年10月16日  
Date of Application:

出願番号 特願2003-356843  
Application Number:  
[ST. 10/C]: [JP2003-356843]



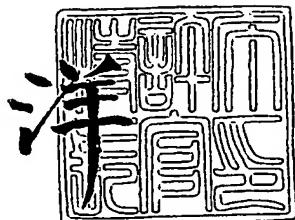
出願人  
Applicant(s):  
福田 敏男  
新井 史人  
池田 誠一  
根來 真

PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年12月 2日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

小川



**【書類名】** 特許願  
**【整理番号】** P03091  
**【あて先】** 特許庁長官殿  
**【国際特許分類】** B09B 23/28  
**【発明者】**  
 【住所又は居所】 愛知県名古屋市昭和区滝川町122-1-415  
 【氏名】 福田 敏男  
**【発明者】**  
 【住所又は居所】 名古屋市千種区青柳町6丁目5番地の1 メイツ千種青柳501  
 【氏名】 新井 史人  
**【発明者】**  
 【住所又は居所】 岡山県津山市高野本郷1258番地の4  
 【氏名】 池田 誠一  
**【発明者】**  
 【住所又は居所】 名古屋市千種区池上町2丁目19番地 三旺第三東山605号室  
 【氏名】 根來 真  
**【特許出願人】**  
 【識別番号】 591240157  
 【氏名又は名称】 福田 敏男  
**【特許出願人】**  
 【識別番号】 595112823  
 【氏名又は名称】 新井 史人  
**【特許出願人】**  
 【識別番号】 502213612  
 【氏名又は名称】 池田 誠一  
**【特許出願人】**  
 【識別番号】 502212718  
 【氏名又は名称】 根來 真  
**【代理人】**  
 【識別番号】 100095577  
 【弁理士】  
 【氏名又は名称】 小西 富雅  
**【選任した代理人】**  
 【識別番号】 100100424  
 【弁理士】  
 【氏名又は名称】 中村 知公  
**【選任した代理人】**  
 【識別番号】 100114362  
 【弁理士】  
 【氏名又は名称】 萩野 幹治  
**【手数料の表示】**  
 【予納台帳番号】 045908  
 【納付金額】 21,000円  
**【提出物件の目録】**  
 【物件名】 特許請求の範囲 1  
 【物件名】 明細書 1  
 【物件名】 図面 1  
 【物件名】 要約書 1

**【審査名】特許請求の範囲****【請求項 1】**

透光性材料からなり、被検体の断層像データに基づき形成された血管などの体腔を再現した腔所をその内部に有する膜状モデルと、

該膜状モデルを囲繞する基材と、

該基材を収納する透光性のケーシングと、を備えてなる、ことを特徴とする立体モデル。

**【請求項 2】**

前記膜状モデルと前記基材の屈折率が実質的に等しい、ことを特徴とする請求項 1 に記載の立体モデル。

**【請求項 3】**

前記基材はシリコーンゲル若しくはグリセリンゲルからなる、ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の立体モデル。

**【請求項 4】**

被検体の断層像データに基づき形成された血管などの体腔を再現した腔所をその内部に有する膜状モデルがゲル状の基材に埋設され、前記膜状モデルの腔所を観認できる、ことを特徴とする立体モデル。

**【請求項 5】**

前記基材はシリコーンゲル若しくはグリセリンゲルからなる、ことを特徴とする請求項 4 に記載の立体モデル。

**【請求項 6】**

透光性ゲル状の第 1 の材料からなる基材に体腔を再現した腔所が設けられ、腔所の周壁に透光性の第 2 の材料が膜状に形成されている、ことを特徴とする立体モデル。

**【請求項 7】**

前記第 1 の材料はシリコーンゲル若しくはグリセリンゲルである、ことを特徴とする請求項 6 に記載の立体モデル。

**【請求項 8】**

透光性ゲル状の第 1 の材料からなる基材に体腔を再現した腔所が設けられ、腔所の周壁が親水性処理若しくは疎水性処理されている、ことを特徴とする立体モデル。

**【請求項 9】**

被検体の断層像データに基づき血管などの体腔モデルを積層造形する工程と、

該体腔モデルの周囲をモデル成形材料で膜状に囲繞して中子を形成する工程と、

該中子をケーシング内にセットして、該ケーシングへ基材材料を注入しゲル化する工程と、

該基材材料がゲル化した後に前記体腔モデルを除去する工程と、

を含むことを特徴とする立体モデルの製造方法。

**【請求項 10】**

透光性ゲル状の第 1 の材料からなり、被検体の断層像データに基づき形成された血管などの体腔を再現した腔所をその内部に有する基材を形成し、

前記腔所の内周面に透光性の第 2 の材料を膜状に形成する、ことを特徴とする立体モデルの製造方法。

**【請求項 11】**

透光性ゲル状の第 1 の材料からなり、被検体の断層像データに基づき形成された血管などの体腔を再現した腔所をその内部に有する基材を形成し、

前記腔所の内周面を親水性処理し若しくは疎水性処理する、ことを特徴とする立体モデルの製造方法。

**【書類名】**明細書

**【発明の名称】**立体モデル

**【技術分野】**

**【0001】**

この発明は立体モデルに関する。更に詳しくは、被検体の血管などの体腔を再現した立体モデルに関する。

**【背景技術】**

**【0002】**

本発明者らは、被検体の血管などの体腔を再現したブロック状の立体モデルを提案している（非特許文献1）。この立体モデルは被検体の断層像データに基づき血管などの体腔モデルを積層造形し、該体腔モデルの周囲を立体モデル成形材料で囲繞して該立体モデル成形材料を硬化させ、その後体腔モデルを除去することにより得られる。

更に、膜状の立体モデル（非特許文献2）を提案している。

以上、PCT/JP03/05590（国際出願番号）も参照されたい。

**【0003】**

【非特許文献1】脳血管内腔を再現した手術試行用医療モデル、第20回ロボット学会学術講演会予稿集、2002.

【非特許文献2】脳血管内手術を対象とした生体情報に基づく手術シミュレータに関する研究、ロボティクス・メカトロニクス講演会予稿集、2003

**【発明の開示】**

**【発明が解決しようとする課題】**

**【0004】**

上記の各立体モデルによれば脳血管等の体腔の複雑かつ微妙な立体形状が正確に再現されるので、患部の確認やカテーテル挿入シミュレーション用として好適なものとなる。しかしながら、ブロック状の立体モデルでは、血管の膜状構造と血管周囲領域の構造が個別に再現されないためにモデル内部の血管形状は拘束されており、医療機器や流体の挿入シミュレーションに対して、手術時に認められるような血管の動的な変形を表現することはできない。

また、膜状立体モデルは保形性に劣るので、取り扱いが不便である。

**【課題を解決するための手段】**

**【0005】**

この発明は上記課題を解決すべくなされたものであり、その構成は、透光性材料からなり、被検体の断層像データに基づき形成された血管などの体腔を再現した腔所をその内部に有する膜状モデルと、

該膜状モデルを囲繞する基材と、

該基材を収納する透光性のケーシングと、を備えてなる、ことを特徴とする立体モデル。

**【発明の効果】**

**【0006】**

このように構成された立体モデルによれば、生体血管の有する膜状構造と血管周囲の軟組織の構造が物理特性も含めて個別に再現される。これにより、柔軟性を有する膜状構造の血管のモデルが、血管周囲組織の粘弾性特性を有する基材に埋設された状態となる。このため、医療器具や流体の挿入シミュレーションに際して、立体モデル内部の膜状構造の血管モデルが基材内で生体内における血管と同様に柔軟に変形することができ、生体血管の変形特性を再現するのに好適なものとなる。

**【発明を実施するための最良の形態】**

**【0007】**

以下、発明の各構成要素を詳細に説明する。

（膜状モデル）

膜状モデルは次のようにして形成される。

被検体は人体の全体若しくは一部を対象とするが、動物や植物を断層撮影の対象とすることができる。また、死体を除くものではない。

断層像データは積層造形を実行するための基礎となるデータをいう。一般的に、X線CT装置、MRI装置、超音波装置などによって得られた断層撮影データから三次元形状データを構築し、当該三次元形状データを二次元に分解して断層像データとする。

以下、断層像データ生成の一例を説明する。

#### 【0008】

ここでは、体軸方向に平行移動しながら等間隔に撮影することによって得られた複数の二次元画像を入力データ（断層撮影データ）として使用する場合について説明するが、他の撮影方法によって得られた二次元画像、或いは三次元画像を入力画像とする場合でも同様な処理を行うことによって腔所の三次元形状データを得ることができる。入力された各二次元画像は、まず撮影時の撮影間隔に基づいて正確に積層される。次に、各二次元画像上に、画像濃度値に関する閾値を指定することにより、体腔モデルの対象とする腔所領域のみを各二次元画像中より抽出し、一方で他の領域を積層された二次元画像中より削除する。これにより腔所領域に相当する部分の三次元形状が二次元画像を積層した形で与えられ、この各二次元画像の輪郭線を三次元的に補間し、三次元曲面として再構成することにより対象とする腔所の三次元形状データが生成される。尚、この場合は濃度値に関する閾値を指定することによって、まず入力画像中より腔所領域の抽出を行ったが、この方法とは別に、腔所表面を与える特定濃度値を指定することによって入力画像中より腔所表面の抽出し、三次元補間することによって直接的に三次元曲面を生成することも可能である。また、閾値指定による領域抽出（或いは特定濃度値指定による表面抽出）を行った後に入力画像の積層を行ってもよい。また、三次元曲面の生成はポリゴン近似によって行ってよい。

#### 【0009】

尚、前記三次元形状データには、該三次元形状データの生成中、或いは生成後において、形状の修正や変更を施すことが可能である。例えば、断層撮影データ中には存在しない構造を付加することや、サポートと呼ばれる支持構造を付加することや、或いは断層撮影データ中の構造を一部除去することや、腔所の形状を変更することなどが可能であり、これによって、立体モデルの内部に形成される腔所の形状を自由に修正或いは変更することができます。さらには、腔所の内部に非積層造形領域を設けることも可能であり、後に説明する内部を中空の構造とし、非積層造形領域を設けた体腔モデルを作製する場合には、そのような非積層造形領域を腔所の内部に設けた三次元形状データを生成しておく。尚、これらの処理は、積層造形システム、或いは積層造形システムに対応したソフトウェアにおいて行ってよい。

#### 【0010】

次に、生成した腔所の三次元形状データを、必要に応じて体腔モデルの積層造形に使用する積層造形システムに対応した形式に変換し、使用する積層造形システム、或いは使用する積層造形システムに対応したソフトウェアへと送る。

積層造形システム（或いは積層造形システムに対応したソフトウェア）では、積層造形時の体腔モデルの配置や積層方向などの各種設定項目の設定を行うと同時に、積層造形における形状保持などの目的で、サポート（支持構造）をサポートが必要な箇所に付加する（必要なければ付加する必要はない）。最後に、このようにして得られた造形用データを積層造形時の造形厚さに基づいてスライスすることによって、積層造形に直接利用されるスライスデータ（断層像データ）を生成する。尚、上記の手順とは逆に、スライスデータの生成を行った後にサポートの付加を行ってもよい。また、スライスデータが使用する積層造形システム（或いは積層造形システムに対応したソフトウェア）によって自動的に生成される場合には、この手順を省略することができる。但し、この場合でも積層造形厚さの設定を行っても良い。サポートの付加についても同様であり、積層造形システム（或いは積層造形システムに対応したソフトウェア）によってサポートが自動的に生成される場合には、手動で生成する必要はない（手動で生成してもよい）。

**【0011】**

上記の例では、断層撮影データから三次元形状データを構築しているが、データとして最初から三次元形状データが与えられた場合もこれを二次元に分解して次の積層造形工程に用いる断層像データを得ることができる。

**【0012】**

この発明では血管などの体腔を対象としており、ここに体腔とは諸器官（骨格、筋、循環器、呼吸器、消化器、泌尿生殖器、内分泌器、神経、感覚器など）に存在する腔所、並びに、これらの諸器官や体壁などの幾何学的配置によって構成される腔所を指す。したがって、心臓の内腔、胃の内腔、腸の内腔、子宮の内腔、血管の内腔、尿管の内腔などの諸器官の内腔や、口腔、鼻腔、口峠、中耳腔、体腔、関節腔、団心腔などが「体腔」に含まれる。

**【0013】**

上記の断層像データから上記体腔を形成する。

形成の方法は特に限定されるものではないが、積層造形が好ましい。ここに積層造詣とは、断層像データに基づき薄い層を形成し、これを順次繰り返すことにより所望の造形を得ることをいう。

積層造形された体腔モデルは後の工程で分解除去されなければならない。除去を容易にするため、積層造形に用いる材料を低い融点の材料とするか、若しくは溶剤に容易に溶解する材料とすることが好ましい。かかる材料としては低融点の熱硬化性樹脂若しくはワックス等を用いることができる。いわゆる光造形法（積層造形に含まれる）において汎用される光硬化性樹脂においてもその分解が容易であれば、これを用いることができる。

**【0014】**

前記体腔モデルは、次の工程において膜状モデル成形材料で囲繞する際に外部から付加される圧力等の外力に耐え得る強度を有する範囲であれば、その内部を中空構造とし薄肉化することができる。これによって、積層造形に所要される時間や造形に伴うコストが低減されるだけでなく、後の溶出行程において体腔モデルの溶出を簡素化できる。

具体的な積層造形の方式として、例えば粉末焼結方式、溶融樹脂噴出方式、溶融樹脂押出方式等を挙げることができる。

**【0015】**

尚、積層造形によって作製された体腔モデルには、積層造形の後に、表面研磨や、表面コーティングの付加など各種の加工（除去加工及び付加加工）を加えることが可能であり、これによって体腔モデルの形状を修正或いは変更することが可能である。これらの加工の一環として、体腔モデルの作製にあたって、積層造形後の除去が必要なサポートを付加した場合には、サポートの除去を行っておく。

体腔モデルの表面を他の材料でコーティングすることにより、体腔モデルの材料の一部の成分又は全部の成分が膜状モデル成形材料中に拡散することを防止することができる。その他、体腔モデルの表面を物理的に処理（熱処理、高周波処理等）、若しくは化学的に処理することにより、当該拡散を防止することもできる。

**【0016】**

表面処理することにより体腔モデルの表面の段差を円滑化することが好ましい。これにより、膜状モデルの内腔表面が円滑になり、より実際の血管等の体腔内表面を再現できることとなる。表面処理の方法として、体腔モデルの表面を溶剤に接触させること、加熱して表面を溶融すること、コーティングすること及びこれらを併用することが挙げられる。

**【0017】**

体腔モデルの一部又は全部を膜状モデル成形材料で薄く囲繞してこれを重合若しくは加硫等により硬化する。体腔モデルを除去することにより膜状モデルが形成される。

**【0018】**

膜状モデル成形材料は当該モデルの用途に応じて適宜選択される。例えば、シリコーンゴム（シリコーンエラストマー）や熱硬化性のポリウレタンエラストマー等のエラストマーの他、シリコーン樹脂、エポキシ樹脂、ポリウレタン、不飽和ポリエステル、フェノール樹脂等が用いられる。

ル樹脂、ユリア樹脂等の熱硬化性樹脂や、ポリメタクリル酸メチル等の熱可塑性樹脂を単独で、或いは複数組み合わせて使用することができる。これらの材料を塗布、吹き付け、若しくはディッピング等の方法で体腔モデルの表面へ薄く積層し、その後周知の方法で加硫若しくは硬化させる。

膜状モデルの対象を脳血管モデルとするときには、透明でかつ生体組織に近い弾力性及び柔軟性を備える材料を採用することが好ましい。かかる材料としてシリコーンゴムを挙げることができる。また、シリコーンゴムは生体組織と同等の接触特性を有するので、カーテル等の医療器具を挿入し手術の試行に適したものとなる。

膜状モデル形成材料を複数層から形成することができる。その厚みも任意に設定できる。

#### 【0019】

##### (基材)

基材は生体組織に類似した物理特性を有する透光性材料とすることが好ましい。

ここに、生体組織とは膜状モデルが再現した血管等を囲繞する柔軟な組織である。かかる柔軟性(物理特性)を再現する材料として、実施例ではシリコーンゲル及びグリセリンゲルを用いた。なお、ケーシングに気密性を確保できれば高粘度の液体を基材として用いることもできる。

基材の材料としてゲルを用いた場合、物理特性の異なる複数の材料を用いて基材をより生体組織に近づけることができる。

膜状モデルの動的な挙動を観察するため、基材は透光性とすることが好ましい。膜状モデルと基材との境界を明確にするため、膜状モデル若しくは基材の少なくとも一方を着色することができる。また、膜状モデルの動的挙動をより正確に観察できるように、膜状モデルの材料の屈折率と基材の材料の屈折率とを実質的に等しくすることが好ましい。

膜状モデルの全部が当該基材内に埋設される必要はない。即ち、膜状モデル一部は空隙部内に位置していてもよい(図8参照)。また、膜状モデルの一部はソリッド基材(生体組織と非類似の物理特性を有する)内にあってもよい。

#### 【0020】

##### (ケーシング)

ケーシングは基材を収容するものであり任意の形状をとることができます。膜状モデルの動的挙動を観察できるように全体若しくはその一部が透光性材料で形成される。かかるケーシングは透光性の合成樹脂(アクリル板等)やガラス板で形成することができる。

ケーシングには膜状モデルの腔所に連通する穴が空けられている。この穴からカテーテルを挿入することができる。

立体モデルは全体として透光性であることが好ましい。カテーテルの挿入状態を観察する点からいえば、少なくともその膜状モデルの内部が視認できればよい。

#### 【0021】

##### (立体モデルの製造方法)

体腔モデルを膜状モデルで被覆した状態の中子をケーシング中にセットし、該ケーシングへ基材材料を注入し、ゲル化する。

その後、体腔モデルを除去すると膜状モデルが基材中に残された状態となる。

体腔モデルの除去の方法は体腔モデルの造形材料に応じて適宜選択され、立体モデルの他の材料に影響の出ない限り、特に限定されない。

体腔モデルを除去する方法として、(a) 加熱により溶融する加熱溶融法、(b) 溶剤により溶解する溶剤溶解法、(c) 加熱による溶融と溶剤による溶解とを併用するハイブリッド法等を採用することができる。これらの方針により体腔モデルを選択的に流動化し、立体モデルの外部へ溶出してこれを除去する。

#### 【0022】

##### (拡散除去工程)

体腔モデルの材料の成分の一部が膜状モデルの内部へと拡散し、膜状モデルに疊りが生じて、その視認性が低下するおそれがある。この疊りを除去するため、体腔モデルを除去

した後に試料を再度加熱することができる。この加熱は体腔モデル除去の途中で実行することができる。

### 【0023】

この発明の立体モデルは、また、次のようにして形成することもできる。

体腔モデルを中心としてゲル状の基材へ埋設し、当該体腔モデルを除去する。これにより、基材中に体腔を再現した腔所が形成される。その後、腔所の周壁へ膜状モデルの形成材料を付着させ重合若しくは加硫等により硬化する。膜状モデル形成材料を基材の腔所へ流すこと、若しくは基材を膜状モデル形成材料にディッピングすることにより、膜状モデル形成材料を基材の体腔周壁へ付着させることができる。

### 【0024】

また、当該腔所の周壁へ膜状モデル形成材料を付着する代わりに当該腔所の周壁を親水化処理することができる。これにより、立体モデルの腔所へ水若しくは水溶液を充填したとき周壁に水膜が形成され、カテーテルの挿入抵抗が緩和される。即ち、この水膜が膜状モデルに対応することとなる。

当該腔所の周壁を疎水化処理（親油化処理）した場合も同様に、腔所へ油を充填したとき周壁に油膜が形成され、カテーテルの挿入抵抗が緩和される。即ち、この油膜が膜状モデルに対応する。

### 【0025】

腔所の周壁は周知の方法で親水化若しくは疎水化される。例えば基材としてシリコーンゲルを採用した場合、界面活性剤等の極性基を有する膜を当該周壁に形成することによりその腔所の周壁を親水化することができる。同様に、オイルやワックス等の油性膜を腔所の周壁に形成することによりその腔所の周壁を疎水化することができる。

### 【実施例】

#### 【0026】

##### (第1実施例)

立体モデル化の対象とする脳血管及び患部である脳動脈の形状に関する三次元データを得るために、撮影領域の血管内部へ造影剤を投与しながら、患者の頭部に対して、 $0.35 \times 0.35 \times 0.5$  mmの空間分解能を持つヘリカルスキャン方式のX線CT装置により撮影を行った。撮影により得られた三次元データは、3次元CADソフトへの受け渡しのため、体軸方向に等間隔に配列された500枚の $512 \times 512$ の解像度をもつ256階調の二次元画像（断層撮影データ）に再構成した後、各二次元画像に対応する画像データを撮影方向に一致する順序で前記X線CT装置に内蔵されたドライブにより5.25インチ光磁気ディスクへ保存した。

#### 【0027】

次に、パーソナルコンピュータに外部接続した5.25インチ光磁気ドライブによって、前記画像データをコンピュータ内部の記憶装置へ取り込み、この画像データから、市販の三次元CADソフトを利用して、積層造形に必要とされるSTL形式（三次元曲面を三角形パッチの集合体として表現する形式）の三次元形状データを生成した。この変換では、入力された二次元画像を撮影間隔に基づいて積層することによって、濃度値をスカラー量とする三次元のスカラー場を構築し、そのスカラー場上に血管内表面を与える特定の濃度値を指定することによって、アイソサーフェス（特定スカラー値の境界面）として血管内腔の三次元形状データを構築した後、構築されたアイソサーフェスに対して三角形ポリゴン近似のレンダリングが行われる。

なお、この段階で、三次元形状データに付加データを加え、体腔モデル12（図3参照）の端部からガイド部13を膨出させた（図1参照）。このガイド部13は、図2に示すように、中空柱状の部材である。中空部31を備えることにより、積層造形時間の短縮を図っている。このガイド部13の先端は拡径されており、この部分が立体モデル表面に表出して、大径な開口部25（図3参照）を形成することとなる。

#### 【0028】

生成したSTL形式の三次元形状データを、次に溶融樹脂噴出方式の積層造形システム

へと転送し、造形システム内でのモデルの配置や積層方向、積層厚さを決定すると同時にモデルに対してサポートを付加した。

このようにして生成された積層造形用のデータをコンピュータ上で所定の積層造形厚さ（ $13\mu\text{m}$ ）にスライスして多数のスライスデータを生成した。そして、このようにして得られた各スライスデータに基づいて、p-トルエンスルホンアミドとp-エチルベンゼンスルホンアミドを主成分とした造形材料（融点：約100度、アセトンに容易に溶解）を加熱により溶融して噴出することにより、各スライスデータに一致する形状を有する指定厚さの樹脂硬化層を一面ずつ積層形成することによって積層造形を行った。最終層の形成の後にサポートを除去することによって、脳血管内腔領域の積層造形モデル（体腔モデル12）を作成した。

更に、この体腔モデル12の表面を処理して円滑にする。

#### 【0029】

この体腔モデル12の全表面へシリコーンゴム層15をほぼ1mmの厚さに形成した（図3参照）。このシリコーンゴム層15は、体腔モデル12をシリコーンゴム槽ヘディッピングし取出した体腔モデルを回転させながら乾燥されることにより得られる。このシリコーンゴム層が膜状モデルとなる。

この実施例では、体腔モデル12の全表面をシリコーンゴム層15で被覆したが、体腔モデル12の所望の部分を部分的にシリコーンゴム層15で被覆することも可能である。

#### 【0030】

体腔モデル12をシリコーンゴム層15からなる膜状モデルで被覆してなる中子11を直方体のケーシング24にセットする。このケーシング24は透明なアクリル板からなる。ケーシング内に基材22の材料を注入して、これをゲル化する。

基材22の材料として、2液混合型のシリコーンゲルを用いた。このシリコーンゲルは透明であり、かつ血管周囲の軟組織に極めて近い物理特性を有している。総合重合型のシリコーンゲルを用いることもできる。

#### 【0031】

基材22の材料の物理特性は、膜状モデルの対象である血管等の周囲の組織の物理特性に適合するように、調整される。

なお、この実施例では針入度、流動性、粘着性、応力緩和性などを指標にして、最終的にはオペレータの手触り（カテーテルの挿入感覚）によりその物理特性を生体組織に近づけるようにしている。

シリコーンゲルの場合、そのポリマーの骨格を調製することはもとより、シリコーンオイルを配合することにより当該物理特性を調整することができる。

#### 【0032】

シリコーンゲルの外に、グリセリンゲルを用いることもできる。このグリセリンゲルは次のようにして得られる。即ち、ゼラチンを水に浸漬して、これにグリセリンと石炭酸を加え、加熱溶解する。温度が高い間に濾過し、中子に影響の出ない温度になったらケーシング内に注入し、放冷する。

#### 【0033】

その後、中子11内の体腔モデル12を除去する。除去の方法としてハイブリット法を採用した。即ち、試料を加熱して開口部25から体腔モデルの材料を外部へ流出させ、更に、空洞部へアセトンを注入して体腔モデルの材料を溶解除去する。

その後、試料を120℃に設定された恒温層内で約1時間加熱して、膜状モデル（シリコーンゴム層15）の疊りをとった。

#### 【0034】

このようにして得られた立体モデル21は、図4及び図5に示すように、シリコーンゲルからなる基材22中に膜状モデル15が埋設された構成となる。シリコーンゲルが生体組織に近い物理特性を有するので、膜状モデル15は血管と同等の動的挙動を示こととなる。

#### 【0035】

## (第2実施例)

図6に他の実施例の立体モデル41を示す。なお、図4と同一の要素には同一の符号を付してその説明を省略する。

この例では、実際の脳の組織に対応するように、基材を多層構造として、脳の各部位に応じて異なる物理特性の基材42、43、44を積層した。基材42は大脳動脈部の周囲のくも膜下腔の物理特性に対応し、基材43は交通動脈部の周囲の軟組織の物理特性に対応し、基材44は頸動脈部の周囲の海綿静脈筒の物理特性に対応する。

他の部分の基材46、47は図4と同一の基材とした。また、当該他の部分46、47の基材はこれをゲル以外（固体等）とすることもできる。

## 【0036】

## (第3実施例)

図7に他の実施例の立体モデル51を示す。

この立体モデル51では、基材52中に空隙部53が設けられており、膜状モデル55の一部は当該空隙部53内に存在している。当該空隙部53はくも膜下腔に対応している。

この空隙部53は、中子（体腔モデル+膜状モデル）へ空隙部53に対応するカバーを被せ、その周りにシリコーンゲルからなる基材52を充填する。そして、体腔モデルと当該カバーを除去することにより図7に示した構成を得ることができる。

図8は、図7のC-C線断面図であり、膜状モデル55がシリコーンゲルからなる基材51に埋設されていることを示す。

なお、空隙部53には基材52と異なる物性（好ましくは、くも膜下腔を構成する生体組織と等しい物性を有する（ゲル等））の材料を充填してもよい。この充填物質は基材52と実質的に等しい屈折率を有することが好ましい。

空隙部の形状は任意に形成することができる。

## 【0037】

この発明は、上記発明の実施の形態及び実施例の説明に何ら限定されるものではない。特許請求の範囲の記載を逸脱せず、当業者が容易に想到できる範囲で種々の変形態様もこの発明に含まれる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0038】

【図1】図1は実施例の中子11を示す斜視図である。

【図2】図2はガイド部を示す斜視図である。

【図3】図3は図2のA-A線断面図であり、中子の構成を示す。

【図4】図4はこの発明の実施例の立体モデルを示す。

【図5】図5は図4のB-B線断面図であり、基材中に膜状モデルが埋設された状態を示す。

【図6】図6は他の実施例の立体モデルを示す。

【図7】図7他の実施例の立体モデルを示す。

【図8】図8は図7のC-C線断面図であり、基材中に膜状モデルが埋設された状態を示す。

## 【符号の説明】

## 【0039】

11 中子

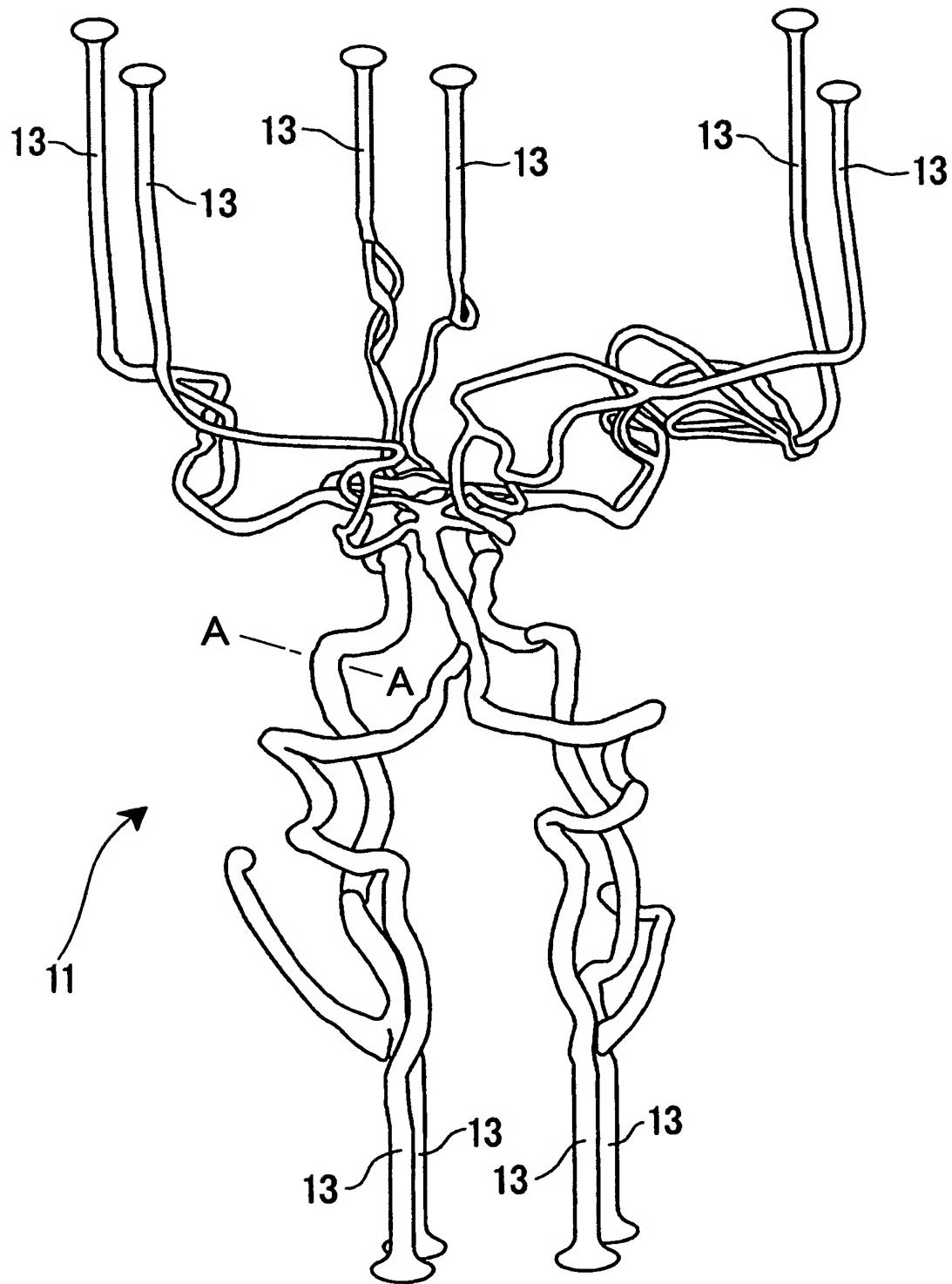
12 体腔モデル

15、55 シリコーンゴム層（膜状モデル）

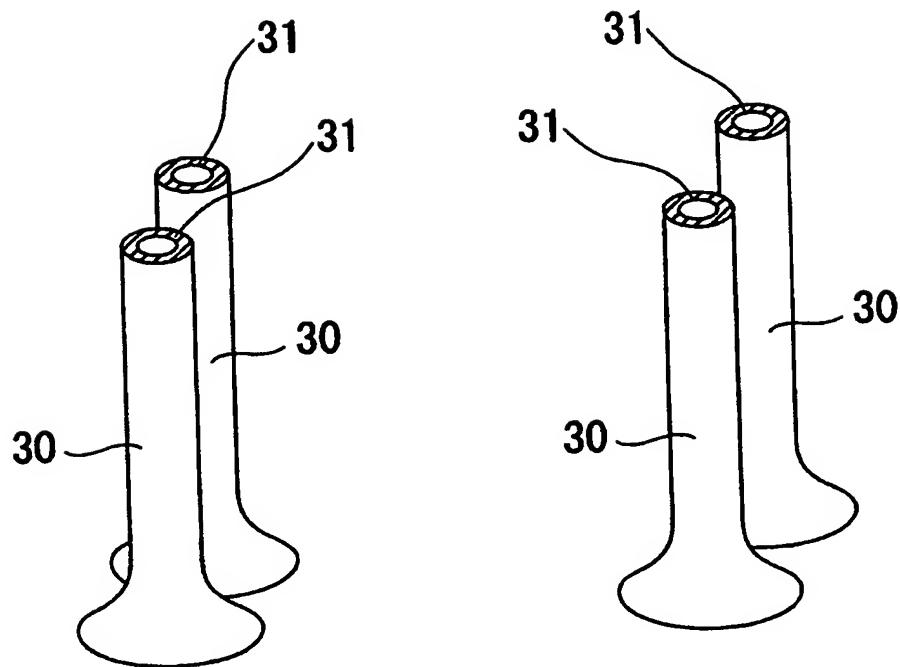
21、41、51 立体モデル

22、42、43、44、46、47、52 基材

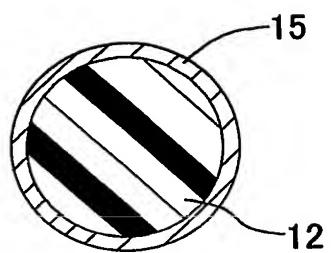
【書類名】 図面  
【図1】



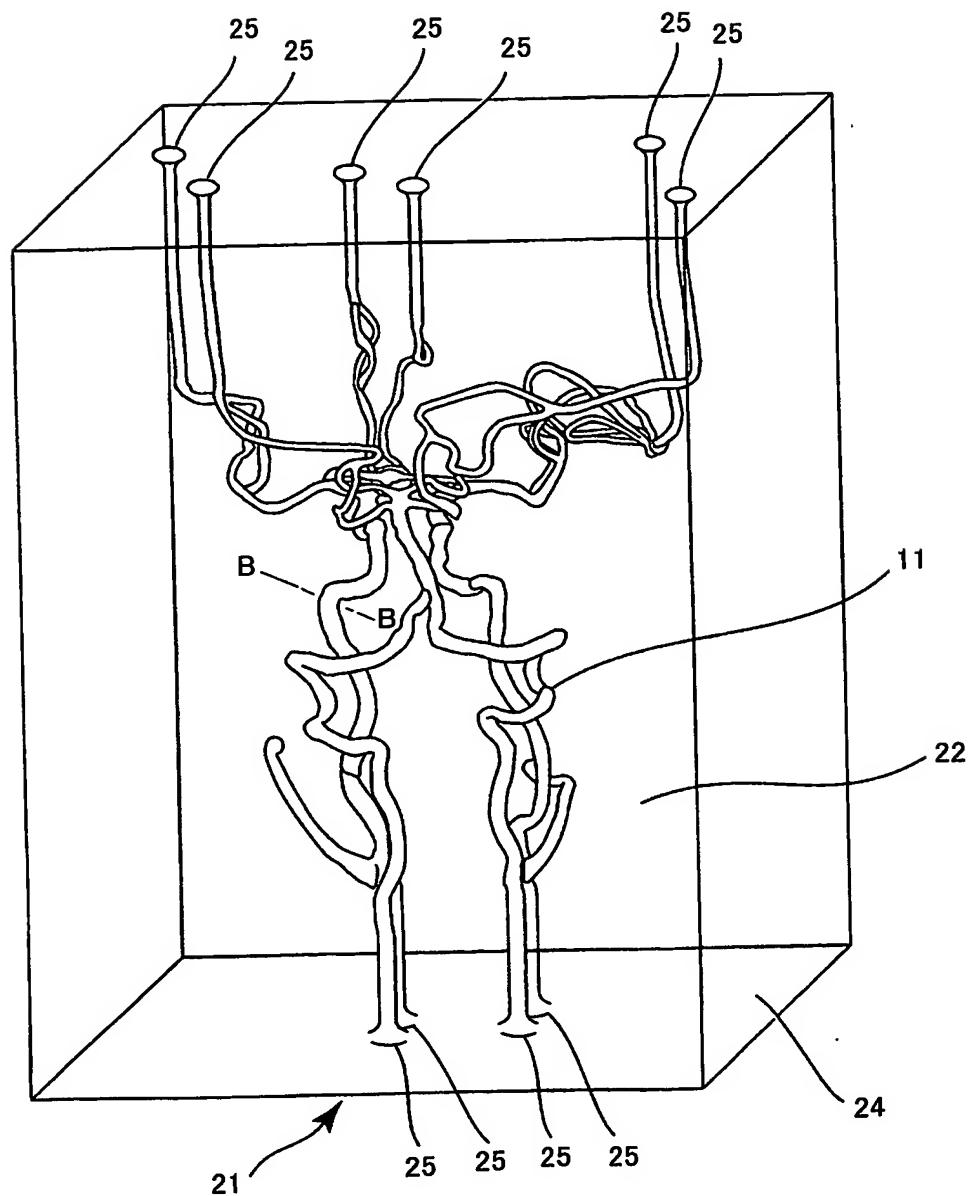
【図2】



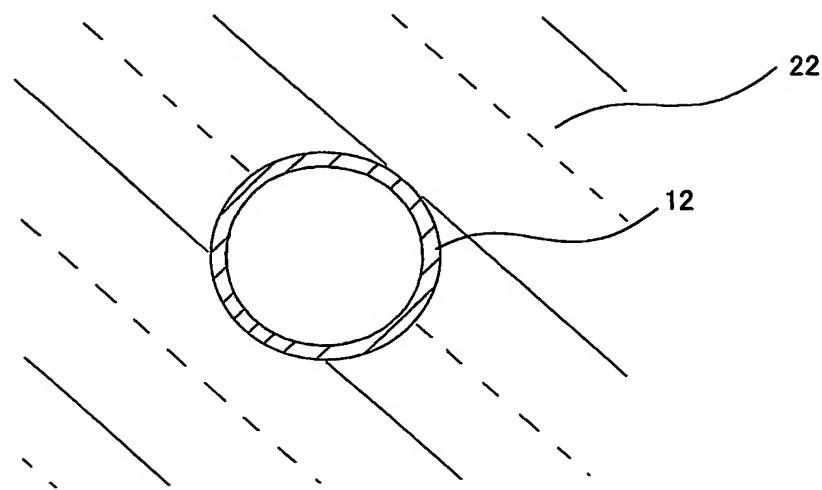
【図3】



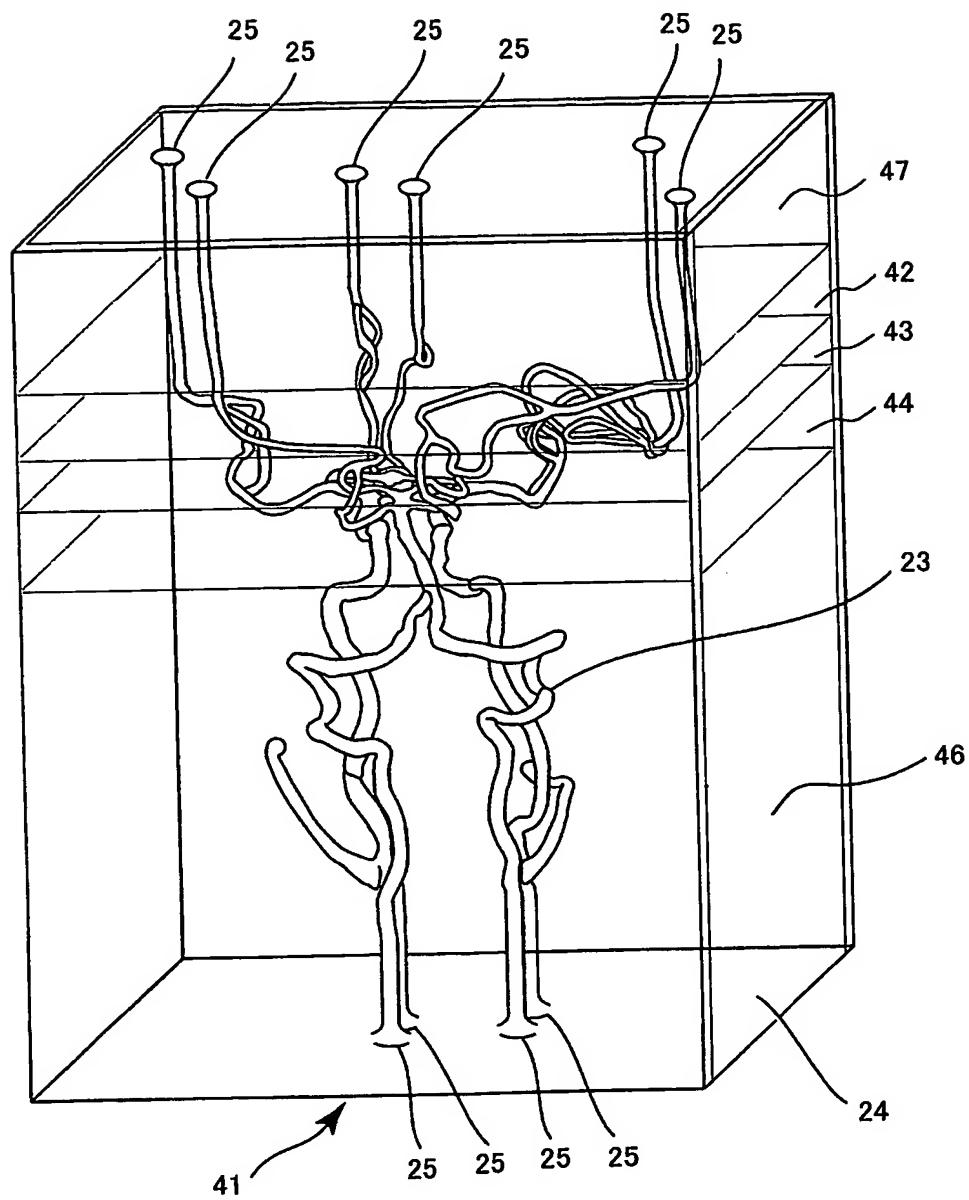
【図4】



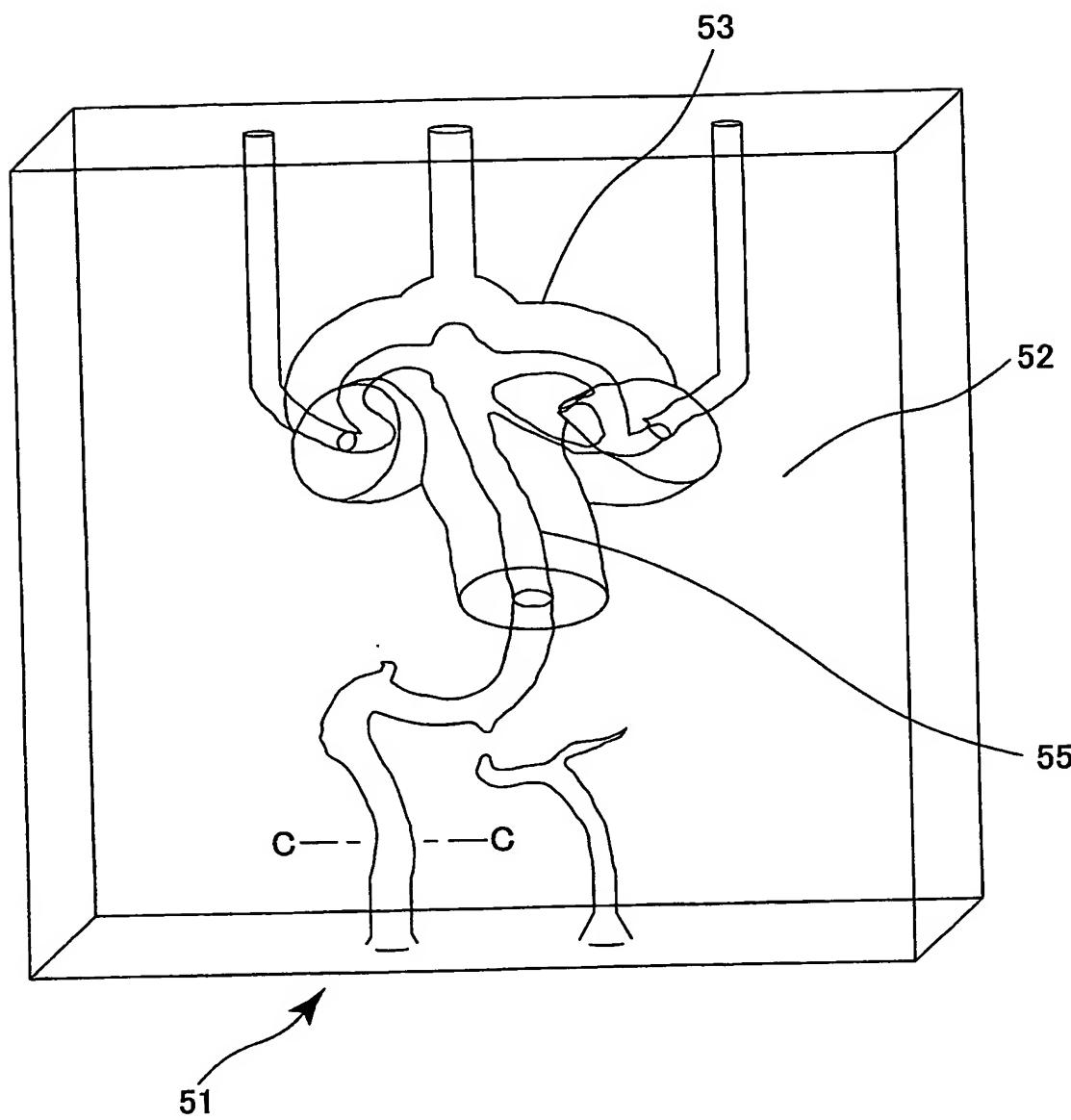
【図5】



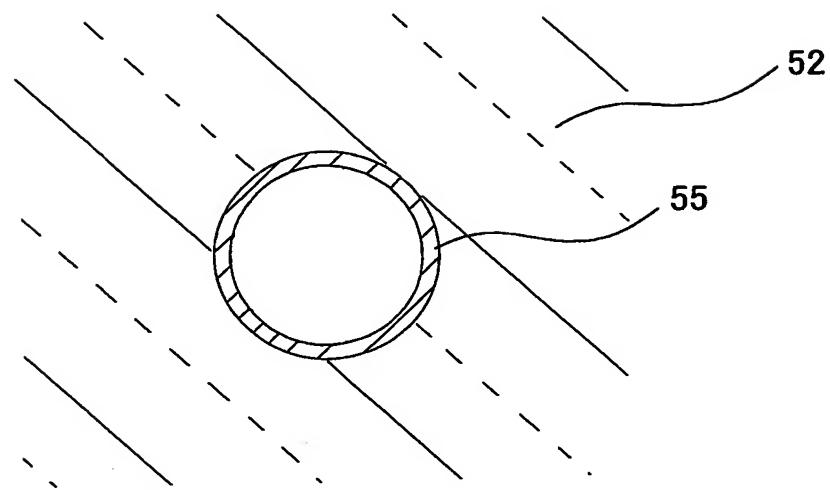
【図6】



【図7】



【図8】



【書類名】要約書

【要約】

【課題】 血管等の体腔部分の動特性を再現可能な立体モデルを提案する。

【解決手段】 被検体の断層像データに基づき形成された血管などの体腔を再現した腔所をその内部に有する膜状モデルが生体組織に類似した物理特性を有する基材に埋設されている。基材にはシリコーンゲル等の柔軟かつ弾性のある材料が採用される。

【選択図】 図5

## 認定・付加情報

特許出願の番号	特願2003-356843
受付番号	50301721609
書類名	特許願
担当官	第六担当上席 0095
作成日	平成15年10月17日

## &lt;認定情報・付加情報&gt;

【提出日】 平成15年10月16日

特願 2003-356843

出願人履歴情報

識別番号

[591240157]

1. 変更年月日

1991年 9月30日

[変更理由]

新規登録

住 所

愛知県名古屋市東区矢田町2丁目66番地

氏 名

福田 敏男

/

特願 2003-356843

出願人履歴情報

識別番号 [595112823]

1. 変更年月日 1995年 8月 4日

[変更理由] 新規登録

住所 愛知県名古屋市千種区青柳町 6-5-1

氏名 新井 史人

特願 2003-356843

出願人履歴情報

識別番号 [502213612]

1. 変更年月日 2002年 5月10日

[変更理由] 新規登録

住所 岡山県津山市高野本郷1258番地の4  
氏名 池田 誠一

特願 2003-356843

出願人履歴情報

識別番号 [502212718]

1. 変更年月日 2002年 5月10日

[変更理由] 新規登録

住 所 名古屋市千種区池上町2丁目19番地 三旺第三東山605号

室

氏 名 根來 真